

STATEMENT OF RELEVANCE

DE 28 11 325

This reference is relevant to the present application because it discloses a fibrillator, consisting of one generator and two electrodes set on the surface of the heart, used during heart surgery.

COVER PAGE CREATED BY RODNEY PATENTS – TO AVOID HAVING THIS PAGE CREATED IN THE
FUTURE UNCHECK THE 'CREATE A COVER PAGE' AT THE DATA ENTRY PAGE

DE2811325

FIBRILLATOR FUER HERZCHIRURGIE

Publication date: 1979-09-27

Inventor: HILDEBRANDT JUERGEN J DIPL PHY; VOGEL ALFRED DR ING; MENDLER NIKOLAUS DR MED

Applicant: MESSERSCHMITT BOELKOW BLOHM

Classification:

– international: **A61N1/04; A61N1/08; A61N1/38; A61N1/04; A61N1/08; A61N1/38**; (IPC1-7): A61N1/36

– european:

Application number: DE19782811325 19780316

Priority number(s): DE19782811325 19780316

Abstract not available for DE2811325

⑤

Int. Cl. 2:

A 61 N 1/36

① **BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND**

DEUTSCHES



PATENTAMT

DE 28 11 325 A 1

①

Offenlegungsschrift 28 11 325

②

Aktenzeichen:

P 28 11 325.9

③

Anmeldetag:

16. 3. 78

④

Offenlegungstag:

27. 9. 79

⑤

Unionspriorität:

⑥ ⑦ ⑧

⑨

Bezeichnung:

Fibrillator für Herzchirurgie

⑩

Anmelder:

Messerschmitt-Bölkow-Blohm GmbH, 8000 München

⑪

Erfinder:

Hildebrandt, Jürgen J., Dipl.-Phys., 8011 Brunnthal;
Vogel, Alfred, Dr.-Ing., 8021 Icking; Mendler, Nikolaus, Dr.med.,
8000 München

DE 28 11 325 A 1

2811325

MESSERSCHMITT-BOLKOW-BLOHM
GESELLSCHAFT
MIT BESCHRÄNKTER HAFTUNG
MÜNCHEN

Ottobrunn, 9.03.1978
8295
BT01 Bd/gö

Fibrillator für Herzchirurgie

P a t e n t a n s p r ü c h e

- ① Fibrillator für Herzchirurgie, bestehend aus einem Generator und 2 Elektroden, die während einer Herzoperation kurzzeitig an der Oberfläche des Herzens angelegt werden, dadurch gekennzeichnet, daß der Generator aus einer symmetrischen Schaltung mit Transistoren (T_1, T_2, T_3, T_4) aufgebaut ist, wobei jeweils zwei entsprechende Transistoren ($T_1, T_3; T_2, T_4$) komplementär zueinander sind, daß die Basis- und Emittierelektroden des ersten Paares aus zwei symmetrisch angeordneten komplementären Transistoren (T_1, T_3) jeweils miteinander verbunden sind und die Kollektorelektroden auf die Basiselktroden des zweiten Paares aus zwei symmetrisch angeordneten kom-

-2-

909839/0127

BEST AVAILABLE COPY

- 2 -

plementären Transistoren (T_2, T_4) geschaltet sind, deren Kollektorelektroden miteinander und über einen Kondensator (C_1) mit den Basiselektroden der ersten beiden symmetrisch angeordneten Transistoren (T_1, T_3) verbunden sind, daß die Emittierelektroden des zweiten Transistorpaares (T_2, T_4) an entgegengesetzten Polen einer Serienschaltung aus zwei Batterien (U_1, U_2) anliegen, wobei der Mittelabgriff (0) der beiden Batterien (U_1, U_2) über einen Widerstand (R_1) auf die beiden Emittierelektroden des ersten Transistorpaares (T_1, T_3) geführt ist, und daß eine Elektrode (E_1) mit den beiden Kollektorelektroden des zweiten Transistorpaares (T_2, T_4) verbunden ist, während die andere Elektrode (E_2) am Mittelabgriff (0) anliegt.

2. Fibrillator für Herzchirurgie nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß bei einem der Transistoren des zweiten Transistorpaares (T_2, T_4) zwischen Basis- und Emittierelektrode ein Widerstand (R_2) eingefügt ist.
3. Fibrillator für Herzchirurgie nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß in die Emittierelektroden des ersten Transistorpaares (T_1, T_3) Leuchtdioden (D_1, D_2) eingefügt sind.
4. Fibrillator für Herzchirurgie nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Generator im Tonfrequenzbereich schwingt.

-3-

- 3 -

5. Fibrillator für Herzchirurgie nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß an die beiden Elektroden (E_1, E_2) eine Schallquelle (5) anschließbar ist.
6. Fibrillator für Herzchirurgie nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden (E_1, E_2) ringförmig ausgebildet und an den beiden Enden eines kurzen Hohlzylinders (4) aus Isolierstoff angebracht sind, der den Generator enthält.
7. Fibrillator für Herzchirurgie nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der den Generator enthaltende Hohlzylinder (4) mit den beiden ringförmigen Elektroden (E_1, E_2) den kurzen Schenkel (5) eines ungefähr L-förmigen, vollsterilisierbaren Operationsbestecks bildet, dessen langer Schenkel (6) die Batterien (U_1, U_2) enthält.

MESSERSCHMITT-BÖLKOW-BLOHM
GESELLSCHAFT
MIT BESCHRÄNKTER HAFTUNG
MÜNCHEN

Ottobrunn, 8.03.1978
8295
BT01 Bd/gö

Fibrillator für Herzchirurgie

Die Erfindung betrifft einen Fibrillator für Herzchirurgie, bestehend aus einem Generator und zwei Elektroden, die während einer Herzoperation kurzzeitig an der Oberfläche des Herzens angelegt werden.

Es ist bekannt, daß bei einer Belastung des menschlichen Körpers mit niederfrequenten Strömen entsprechender Stärke oder mit Gleichstromimpulsen, die Herz- und anderen Muskelfasern in eine fortgesetzte ungeordnete Tätigkeit versetzt werden (Fibrillation). Sie besteht aus rhythmischen, aber nicht synchronen Dehnungen und Kontraktionen einzelner Fasern, so daß die Funktion des Gesamtsystems gestört ist, z.B. Herzkammerflimmern.

Bei Operationen am offenen Herzen wird diese Tatsache dazu benutzt, durch elektrische Reize eine ventrikuläre Fibrillation hervorzurufen. Zu diesem Zweck bringt man Elektroden mit ungefähr 1 cm^2 Oberfläche an zwei Stellen der Herzoberfläche an und legt eine 50Hz Spannung an die Elektroden. Der elektrische Strom stimuliert und depolarisiert gleichzeitig einen großen Teil des Herzmuskels. Zur gleichen Zeit depolarisieren die Impulse, die auf dem normalen Weg das Herz erreichen, die endocardiale Oberfläche. Durch das Ineinandergreifen der beiden Prozesse ergibt sich eine unregelmäßige Depolarisation, die verschiedene Zonen des Myocards in unterschiedliche Erregungszustände versetzt und für die Fibrillation verantwortlich ist. Um diesen Zustand zu erreichen, sind hohe Stromdichten erforderlich, da ein genügend großer Bereich depolarisiert werden muß. Bis zu 10 Volt sind erforderlich, um die Fibrillation zu

erreichen. Für eine glatte vollständige Fibrillation muß die Spannung bei dieser Methode sogar noch erhöht werden. Dabei besteht jedoch die Gefahr, daß das Myocard beschädigt wird.

Die bisher bekannten Geräte zur Erzeugung der Fibrillation sind netzabhängig und geben an ihren Elektroden eine 50Hz Wechselspannung zwischen 1 und 30 Volt ab. Die Elektroden werden für kurze Zeit mit der Herzoberfläche in Berührung gebracht.

Eine weitere Methode, die ventrikuläre Fibrillation hervorzurufen und während der Operation aufrechtzuerhalten besteht darin, die wechselstromführenden oder mit Gleichstromimpulsen beaufschlagten Elektroden während der gesamten Operationsphase an der Herzoberfläche anzuschließen.

Sämtliche bisher bekannten Fibrillatoren sind große, unhandliche, netzabhängige Geräte, deren Elektroden über lange Zuleitungskabel an der Herzoberfläche angelegt werden. Diese Geräte sind daher auch nicht voll sterilisierbar. Außerdem besteht die Gefahr, daß die an das Myocard pro Fibrillationsimpuls abgegebene elektrische Energie so groß ist, daß Herzmuskelschäden nicht mit Sicherheit ausgeschlossen werden können.

Aufgabe der Erfindung ist es deshalb, einen Fibrillator in Form eines kleinen handlichen Gerätes zu schaffen, das voll sterilisierbar ist und die weiteren oben genannten Nachteile nicht aufweist.

Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung dadurch gelöst, daß ausgehend von einem Fibrillator der eingangs genannten Art, der Generator aus einer symmetrischen Schaltung mit Transistoren aufgebaut ist, wobei jeweils zwei entsprechende Transistoren komplementär zueinander sind, daß die Basis- und Emittierelek-

- 6 -

troden des ersten Paares aus zwei symmetrisch angeordneten komplementären Transistoren jeweils miteinander verbunden sind und die Kollektorelektroden auf die Basiselektroden des zweiten Paares aus zwei symmetrisch angeordneten komplementären Transistoren geschaltet sind, deren Kollektorelektroden miteinander und über einen Kondensator mit den Basiselektroden der ersten beiden symmetrisch angeordneten Transistoren verbunden sind, daß die Emittierelektroden des zweiten Transistorpaares an entgegengesetzten Polen einer Serienschaltung aus zwei Batterien anliegen, wobei der Mittelabgriff der beiden Batterien über einen Widerstand auf die beiden Emittierelektroden des ersten Transistorpaares geführt ist, und daß eine Elektrode mit den beiden Kollektorelektroden des zweiten Transistorpaares verbunden ist, während die andere Elektrode am Mittelabgriff anliegt.

Die weitere vorteilhafte Ausgestaltung des Fibrillators ist aus den Unteransprüchen ersichtlich.

Die besonderen Vorteile des erfindungsgemäßen Fibrillators bestehen darin, daß er als kleines, stiftförmiges, netzunabhängiges Gerät in der Form eines Operationsbesteckes mit fest eingebauten Elektroden genau wie dieses behandelt werden kann, d.h. voll sterilisiert am Operationstisch griffbereit liegt. Die handliche Ausführungsform ermöglicht ein rasches Überstreichen des Herzmuskels, wobei eine Stimulation an mehreren Stellen des Herzmuskels erfolgt und dadurch mit Sicherheit die Fibrillation erreicht wird. Der erfindungsgemäße Fibrillator ist auch sehr sparsam im Stromverbrauch, da er sich erst beim Anlegen der Elektroden an der Herzoberfläche selbsttätig einschaltet. Ferner ist er kurzschlußsicher.

Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in der Zeichnung dar-

-7-

gestellt und wird im folgenden näher beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1 ein elektrisches Schaltbild des Fibrillators gemäß der Erfindung;

Fig. 2 einen kompletten Fibrillator in der Form eines Operationsbesteckes;

Fig. 3 eine Schallquelle, die an die Elektroden des Fibrillators anschaltbar ist.

In Fig. 1 sind die Emitterelektroden zweier komplementärer Transistoren T_1 und T_3 über je eine Diode D_1, D_2 miteinander verbunden und liegen über einen Widerstand R_1 am Mittelabgriff 0 zweier in Serie geschalteter Batterien U_1, U_2 an. Die Basiselektroden der beiden Transistoren T_1 und T_3 sind ebenfalls miteinander verbunden und über einen Kondensator C_1 auf die zusammengeschalteten Kollektorelektroden zweier nachfolgender, ebenfalls zueinander komplementärer Transistoren T_2, T_4 gelegt. Dabei ist der Transistor T_2 komplementär zum Transistor T_1 und T_4 komplementär zu T_3 . Die Basiselektrode des Transistors T_2 ist mit der Kollektorelektrode des Transistors T_1 , die Basiselektrode des Transistors T_4 ist mit der Kollektorelektrode des Transistors T_3 verbunden. Die Emitterelektroden der Transistoren T_2, T_4 liegen am Plus- bzw. Minuspol der in Serie geschalteten Batterien U_1 und U_2 an. Zwischen die Basis- und die Emitterelektrode des Transistors T_2 kann ein Widerstand R_2 gelegt werden. Die Elektrode E_1 , die ebenso wie die Elektrode E_2 an der Herzoberfläche, die einen Widerstand R_H darstellt, angelegt wird, ist auf die Verbindung der beiden Kollektorelektroden der Transistoren T_2 und T_4 geführt. Die Elektrode E_2 liegt am Mittelpunkt 0 der Serienschaltung der beiden Batterien U_1 und U_2 .

- 8 -

Fig. 2 zeigt einen kompletten Fibrillator gemäß der Erfindung in der äußeren Form eines L-förmigen Operationsbesteckes. Der kurze Schenkel 5 enthält die Elektroden E_1 und E_2 . In einem Hohlzylinder 4 aus Isolierstoff ist der Generator untergebracht. Der lange Schenkel 6, der vorzugsweise aus Metall mit plangeschliffener Oberfläche hergestellt ist, enthält die Batterien U_1, U_2 .

In Fig. 3 ist eine Schallquelle S dargestellt, die an die Elektroden E_1, E_2 des Fibrillators anschaltbar ist. Die Kontaktierung der Schallquelle S erfolgt über einen ringförmigen Kontakt 9, an dem die Elektrode E_2 des Fibrillators anliegt, sowie über eine Kontaktplatte 8, die isoliert in den ringförmigen Kontakt 9 eingelegt ist und mit der Elektrode E_1 in Verbindung gebracht wird.

Die elektrische Schaltung des Fibrillators nach Fig. 1 funktioniert folgendermaßen: Sobald das Herz mit den Elektroden E_1, E_2 in Berührung kommt, entlädt sich der Kondensator C_1 über den Herzwiderstand, der durch den Widerstand R_H dargestellt ist, unter der Annahme, daß der Kondensator C_1 gegenüber dem Bezugspotential am Mittelabgriff 0 im Zeitpunkt der Betrachtung negativ aufgeladen ist. Durch das auftretende $\frac{du}{dt}$ fließt ein Strom in die Basis-elektrode des Transistors T_1 , wodurch der Transistor T_2 leitend wird. Der Kondensator C_1 wird dadurch positiv aufgeladen (Mittkopplungseffekt). Ist die Aufladung beendet, geht $\frac{du}{dt}$ gegen 0, der Transistor T_1 sperrt und damit auch der Transistor T_2 . Der Kondensator C_1 entlädt sich wieder über den Herzwiderstand R_H mit umgekehrter Stromrichtung, so daß die Transistoren T_3 und T_4 leitend werden bis der Kondensator C_1 negativ aufgeladen ist. Anschließend wiederholt sich der eben beschriebene Entladungsvorgang, so daß eine symmetrische Rechteckspannung mit einer durch die Größe des Kondensators C_1 gegebenen Frequenz auftritt.

-9-

Bei Kurzschluß am Ausgang des Fibrillators, d.h. wenn $R_H=0$ ist, wird der Kondensator C_1 entladen und kann nicht wieder aufgeladen werden, da die Transistoren T_2 bzw. T_4 sperren. Bei Entfernung des Kurzschlusses lädt sich der Kondensator C_1 durch Leckströme wieder langsam auf.

Der Widerstand R_1 dient zur Strombegrenzung. Ein definierter Anfangszustand, d.h. positive oder negative Ladung auf dem Kondensator C_1 im Ruhezustand, kann durch den wahlweisen Einbau eines zusätzlichen Widerstandes R_2 zwischen Basis- und Kollektorelektrode des Transistors T_2 oder T_4 erreicht werden.

Falls in die Emitterzuleitungen der Transistoren T_1 und T_3 Dioden D_1, D_2 eingefügt werden, können diese in Form von Leuchtdioden zur Funktionskontrolle herangezogen werden. Eine einfachere Überprüfung der Funktionsfähigkeit des Fibrillators ist jedoch mit Hilfe einer an den Elektroden E_1 und E_2 angelegten Schallquelle S möglich. Da der Fibrillator an seinen Elektroden eine tonfrequente Spannung - vorzugsweise 500 - 1000 Hz - von ungefähr 10 V abgibt, ist keine weitere Verstärkung mehr erforderlich. Deshalb kann in einfacher Weise eine in der Fernsprechtechnik übliche Hörkapsel als Schallquelle S dienen. Zweckmäßigerweise wird die Schallquelle fest in einem Behälter montiert, der gleichzeitig zur Aufbewahrung von einem oder Redundanzgründen vorzugsweise zwei Fibrillatoren gemäß der Erfindung dient. Redundanz ist deshalb erforderlich, weil während der Operation ein stiftförmiger Fibrillator versehentlich vom sterilen Tuch heruntergleiten oder in Verbindung mit einem nicht sterilen Gegenstand kommen kann. Falls in einem solchen Fall nicht sofort ein steriler Fibrillator zur Verfügung steht, könnte der erfolgreiche Verlauf der Operation in Frage gestellt sein.

-1V-
Leerseite

281 325

-11-

Nummer:

Int. Cl. 2:

Anmeldetag:

Offenlegungstag:

28 11 325

A 61 N 1/36

16. März 1978

27. September 1979

Fig. 1

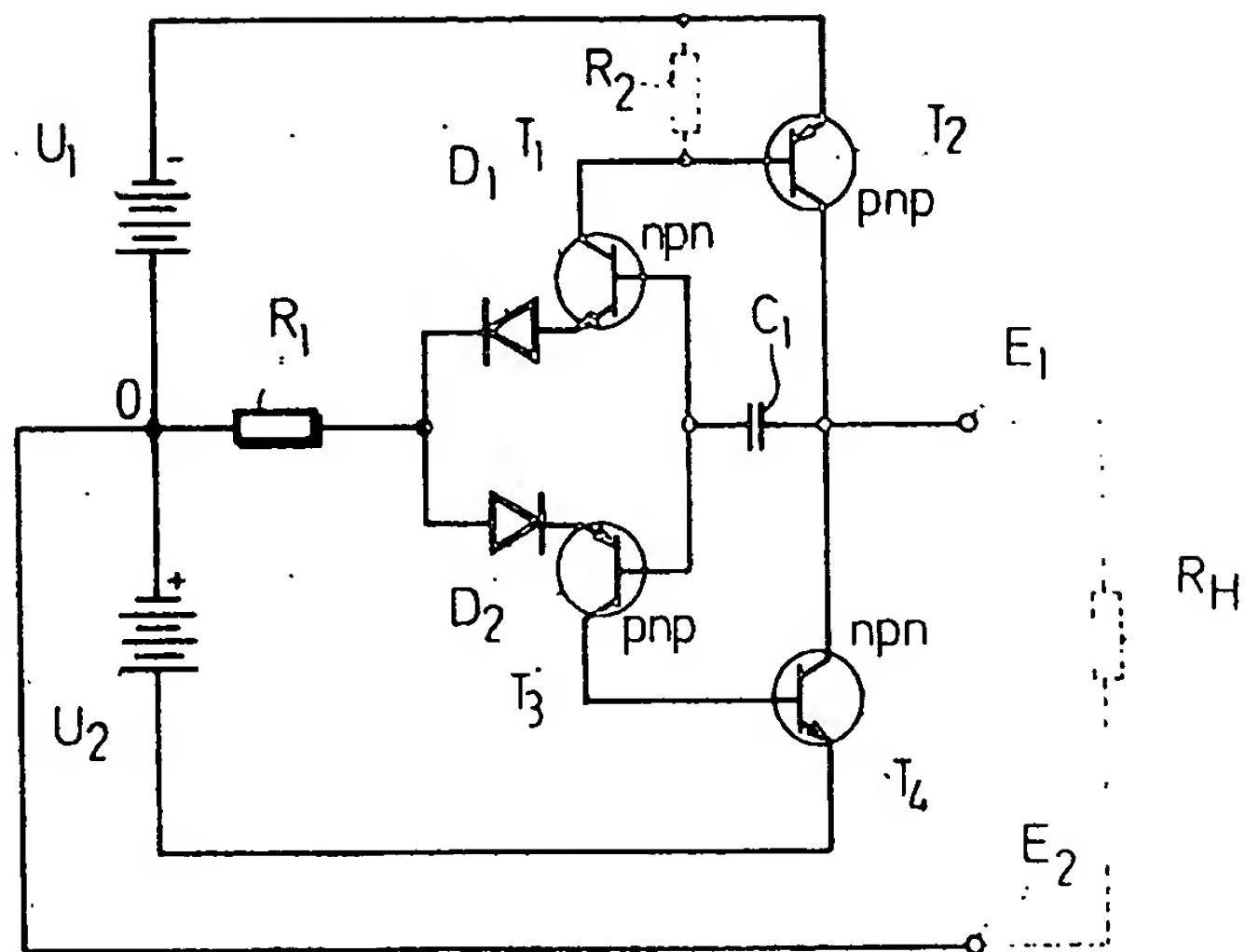


Fig. 3

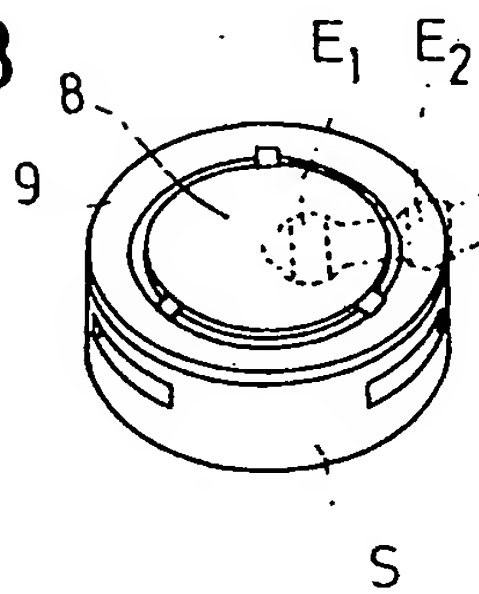


Fig. 2

